

① BUNDESPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

② Patentschrift
③ DE 2811325 C2

④ Int. Cl. 8:
A61 N 1/28

- ⑤ Abkürzungen:
- ⑥ Anmeldung:
- ⑦ Offenlegungstermin:
- ⑧ Veröffentlichungsdatum:

F 28 11 325 A 33
16. 6. 78
27. 6. 78
6. 6. 82

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erfindung kann Einspruch erhoben werden

⑨ Patentinhaber:
Massenschwitz-Edelweiss GmbH, 8000 München, DE

⑩ Erfinder:
Vogel, Alfred, Dr.-Ing., 8021 Isling, DE; Hübner, J.,
Jürgen A., Dipl.-Phys., 8011 Barmen, DE; Mander,
Hans-Joachim, Dr.-med., 8000 München, DE

⑪ Entgegenhaltungen:
DE-OS 19 37 867
US 38 38 278
Medical and Electrical Engineering, Juli 1976, S. 58
u. 597

⑫ Fachlicher Hinweis

DE 2811325 C2

DE 2811325 C2

ANFORDERUNG AN DEN PATENTBEFUGTEN

X

ZEICHNUNGEN BLATT 1

Nummer: 22 11 325
 (St. CLP): A 61 N 1/20
 Veröffentlichungstag: 6. Mai 1982

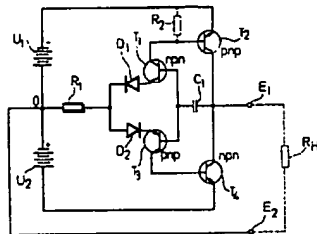
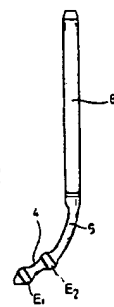


FIG. 1

FIG. 2



X

1

Pulsstromspeicher

1. Fibrilläre Herzschritzmittel mit zwei Applikations-
elektroden und einem zur Erzeugung von
Pulsstromspeicher bestimmten Impulsgenerators,
der zwei Paare aus zueinander komplementären
Transistoren enthält, wobei sowohl die Basis-
elektroden als auch die Kollektorelektroden der Transi-
storen eines ersten Transistorpaares jeweils miteinander
und die Basis- und Kollektorelektroden eines zweiten
Transistorpaares über einen Widerstand mit dem Mittel-
punkt einer Serienschaltung aus zwei Batterien verbunden
sind, dadurch gekennzeichnet, daß jeder
Transistor des ersten Transistorpaares (T₁, T₂) über
seine Kollektorelektrode direkt mit der Basis-
elektrode des jeweils zu ihm komplementären
Transistors des zweiten Transistorpaares (T₃, T₄)
verbunden ist, dessen Basis- und Kollektorelektroden
sowohl voneinander als auch über einen Wider-
stand (R) mit den Basis- und Kollektorelektroden des ersten
Transistorpaares als auch mit der einen Applika-
tions- und Kollektorelektrode (A) an den Mittel-
punkt (M) der Serienschaltung der Batterien geführt
ist.

2. Fibrilläre nach Anspruch 1, dadurch gekenn-
zeichnet, daß die Kollektorelektrode eines der
Transistoren (T₁, T₂) des zweiten Paares über einen
weiteren gleichen Widerstand (R₂) an die Basis-
elektrode des am Transistor angeschlossenen ist.

Die Erfindung betrifft einen Fibrilläre Herzschritzmittel mit zwei Applikations-
elektroden und einem zur Erzeugung von Pulsstromspeicher bestimmten Impulsgenerators,
wie im Oberbegriff des Patentanspruchs
1 näher umrissen.

Es ist bekannt, daß bei einer Behandlung des
menschlichen Körpers mit niederfrequenten Stromen
entsprechender Stärke oder mit Gleichstrompulsen
die Herz- und andere Muskelzellen in das forciertere
unregelmäßige Tätigkeit versetzt werden (Fibrillation).
Sie besteht aus rhythmischen, aber nicht synchronen
Schwingungen und Kontraktionen einzelner Poren, so daß
die Funktion des Gesamtsystems gestört ist, z. B.
Herz-Kreislaufsystem.

Bei Operationen am offenen Herzen wird diese
Tatsache durch elektrische Reize eines
verfügbaren Fibrillations hervorgerufen. Zu diesem
Zweck bringt man Elektroden mit angestrichener
Oberfläche an zwei Stellen der Herzhaut an und
legt eine 50-Hz-Spannung an die Elektroden. Der
elektrische Strom stimuliert und depolarisiert gleichzei-
tig einen großen Teil des Herzmuskels. Zur gleichen
Zeit depolarisieren die Impulse, die auf dem normalen
Weg des Herzes eintreffen, die endocardiale Oberfläche.
Durch das Induzieren der beiden Prozesse ergibt
sich eine unregelmäßige Depolarisation, die verschiedene
Zonen des Myocards in unregelmäßige Erregungs-
zustände versetzt und für die Fibrillation verantwortlich
ist. Um dieses Zustand zu erreichen, sind hohe
Stromdichten erforderlich, da ein genügend großer
Bereich depolarisiert werden muß. Bis zu 10 Volt sind

2

erforderlich, um die Fibrillation zu erreichen. Für eine
gute verlässliche Fibrillation muß die Spannung bei
einer Methode sogar noch höher werden. Dabei
besteht jedoch die Gefahr, daß das Myocard beschädigt
wird.

Zur Erzeugung der Fibrillation werden die Elektro-
den entweder für kurze Zeit mit der Herzhautfläche in
Berührung gebracht oder aber während der gesamten
Operationen an der Herzhautfläche angeschlossen.

Entsprechende Geräte, die herzerkrankten und damit
unregelmäßig arbeiten, sind bereits bekannt.
So ist in Medical and Biological Engineering, Juli
1972, Seiten 586 und 587 ein batteriebetriebener
Herzschrittmittel der eingangs genannten Art beschrieben.
Dieser enthält zwei Paare aus zueinander komplementären
Transistoren, die über ein relativ kompliziertes
Netzwerk, das auch zwei Operationsverstärker enthält,
elektronisch sowie mit den Batterien verbunden sind.
Außer dem Operationsverstärker enthält das Gerät
auch einen Transistor und einen Impulsgeneratorschalt-
kreis. Das Gerät ist damit schaltungs- und sehr aufwendig.
Dies kommt auch darin zum Ausdruck, daß die gesamte
Schaltung in einem laminierten Gehäuse unterge-
bracht werden muß, um den die Elektroden mittels
langer Leitungen herangeführt werden. Der bekannte
Fibrilläre ist demnach bedingt durch die aufwendige
Schaltung relativ teuer.

Aus der US-PS 38 30 275 ist ein Gerät bekannt, das
ebenfalls zum Zwecke der Stimulierung an einer
Körpermittel angelegt wird. Dabei handelt es sich
überhaupt nicht um einen Versuch, sondern die totale
Schlafmittel. Auch dieses Gerät weist zwei Paare aus
zueinander komplementären Transistoren auf und es ist
deshalb etwas komplizierter. Jedoch ist auch hier
als notwendig, daß die Schaltung insgesamt relativ
aufwendig ist. So ist neben den beiden Transistorpaaren
mit dem diese verbundenen Netzwerk eine Zusat-
zenschaltung vorgesehen, die einen Unijunction-Transistor
enthält. Auch in diesem Falle ist das Gerät zur
Erzeugung einer Stimulierung räumlich von den Applika-
tions- und Kollektorelektroden getrennt und mit einem durch längere
Leitungen verbunden.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, einen
Fibrilläre Herzschrittmittel der eingangs genannten
Art herzustellen, der sich durch einen möglichst
einfachen schaltungsmechanischen Aufbau und einen
möglichst geringen Aufwand an Schaltungselementen
auszeichnet und somit als kleines, handliches, vollstän-
diges Gerät herstellbar ist.

Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung dadurch
gelöst, daß jeder Transistor des ersten Transistorpaares
über seine Kollektorelektrode direkt mit der Basis-
elektrode des jeweils zu ihm komplementären
Transistors des zweiten Transistorpaares verbunden ist,
dessen Basis- und Kollektorelektroden jeweils mit entgegengerich-
ten Polen der Serienschaltung der Batterien und dessen
Kollektorelektroden jeweils mit der einen Applika-
tions- und Kollektorelektrode des ersten
Transistorpaares als auch mit der einen Applika-
tions- und Kollektorelektrode des zweiten
Transistorpaares verbunden sind, während die andere
Applikations- und Kollektorelektrode an den Mittel-
punkt der Serienschaltung der Batterien geführt ist.

Der vorgeschlagene Schaltungsaufbau ist noch
deutlicher eintreffend, und abgesehen von den beiden
Transistorpaaren ist die Verwendung weiterer kom-
plexer und möglicherweise zusätzlicher Schaltungselemente
nicht vorgesehen. Der Aufbau des Fibrillären ist
so einfach, daß der Fibrilläre insgesamt als kleines

X

stehendes, selbstheilendes Gerät in der Form eines Operationsbestecks mit fest eingetragenen Elektroden eingeführt werden kann. Es läßt sich dadurch wie ein selbstheilendes Operationsbesteck behandeln, insbesondere vorzuziehen an Operationsstellen, die sich nicht leicht auswechseln lassen. Die handliche Ausführung ermöglicht eine rasche Überwachung des Herzmuskels, wobei das Stimulieren an mehreren Stellen des Herzmuskels erfolgt und dadurch ein Überleben des Patienten erreicht wird. Der neue Fibrillator ist sehr geeignet im Schockversuch, da er sich erst beim Aufliegen der Elektroden an der Herzmuskeloberfläche einschaltet. Ferner ist er kurzschlußfest.

Die weitere ständige Ausgestaltung des Fibrillators ist durch den Erfindungsgegenstand gegeben.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in den Abbildungen dargestellt und wird im folgenden näher beschrieben. Es folgt:

Fig. 1 ein schematisches Schaltbild des neuen Fibrillators.

Fig. 2 ein schematisches Schaltbild des neuen Fibrillators in der Form eines Operationsbestecks.

In Fig. 1 sind die Elektrodenkreise zweier komplementärer Transistoren T_1 und T_2 über je eine Diode D_1 , D_2 miteinander verbunden und liegen über einen Widerstand R_1 am Mittelanschluß O einer in Serie geschalteten Batterie U_1 , U_2 an. Die Elektrodenkreise der beiden Transistoren T_1 und T_2 sind ebenfalls miteinander verbunden und über einen Kondensator C auf die zusammengehaltene Kollektorelektroden zweier nachfolgender, ebenfalls zueinander komplementärer Transistoren T_3 , T_4 gelegt. Dabei ist der Transistor T_3 komplementär zum Transistor T_1 und T_4 komplementär zu T_2 . Die Basis- und die Emitterelektroden des Transistors T_3 ist mit der Kollektorelektrode des Transistors T_1 , die Basis- und die Emitterelektroden des Transistors T_4 mit der Kollektorelektrode des Transistors T_2 verbunden. Die Basis- und die Emitterelektroden der Transistoren T_3 , T_4 liegen am Plus- bzw. Minuspol der in Serie geschalteten Batterien U_1 und U_2 an. Zwischen die Basis- und die Emitterelektroden des Transistors T_3 kann ein Widerstand R_2 gelegt werden. Die Elektrode A_1 , die ebenso wie die Elektrode A_2 an der Herzmuskeloberfläche, die einen Widerstand R_3 darstellt, angelegt wird, ist auf die Verbindung der beiden Kollektorelektroden der Transistoren T_3 und T_4 geführt. Die Elektrode B_1 liegt am Mittelanschluß O der Serienschaltung der beiden Batterien U_1 und U_2 .

Fig. 2 zeigt einen kompletten Fibrillator in der äußeren Form eines L-förmigen Operationsbestecks. Der kurze Schenkel 1 enthält die Elektroden A_1 und A_2 . In einem Halbfinger 4 aus Isolierstoff ist der Generator untergebracht. Der lange Schenkel 2, der verzweigt aus Metall mit platinbeschichteter Oberfläche hergestellt ist, enthält die Batterien U_1 , U_2 .

Die elektrische Schaltung des Fibrillators nach Fig. 1 funktioniert folgendermaßen: Sobald das Herz mit den Elektroden A_1 , A_2 in Berührung kommt, schaltet sich der Kondensator C über den Herzwiderstand R_3 durch den Widerstand R_2 darstellt, in, vor der Ausladung des Kondensators C gegenüber dem Bezugspotential am Mittelanschluß O im Zeitpunkt der Betrachtung negativ aufgeladen ist. Durch das aufsteigende A_1 fließt ein Strom in die Basis- und die Emitterelektroden des Transistors T_3 , wodurch der Transistor T_3 leitend wird. Der Kondensator C wird dadurch positiv aufgeladen (Mikrospikeeffekt). In die Aufladung fließt, geht $\frac{U_1}{R_2}$ gegen U_2 der Transistor T_3 sperrt und damit auch der Transistor T_4 .

Der Kondensator C entlädt sich wieder über den Herzwiderstand R_3 mit umgekehrter Stromrichtung, so daß die Transistoren T_1 und T_2 leitend werden, bis der Kondensator C negativ aufgeladen ist. Anschließend wiederholt sich der oben beschriebene Ladungsprozeß, so daß eine symmetrische Rechteckspannung mit einer durch die Größe des Kondensators C gegebenen Frequenz auftritt.

Bei Verschiedenheit im Ausgang des Fibrillators, d. h. wenn $R_2=0$ ist, wird der Kondensator C entladen und kann nicht wieder aufgeladen werden, da die Transistoren T_3 bzw. T_4 sperrn. Bei Erhöhung des Widerstandes R_2 schaltet sich der Kondensator C durch Leckströme wieder langsam auf.

Der Widerstand R_2 dient zur Strombegrenzung. Ein defizitärer Anfangszustand, d. h. positive oder negative Ladung auf dem Kondensator C im Ruhezustand, kann durch ein selbstbestimmtes Erleiden eines natürlichen Widerstandes R_2 zwischen Basis- und Kollektorelektroden des Transistors T_3 oder T_4 erreicht werden.

Fügt man die Emitterelektroden der Transistoren T_3 und T_4 Diode D_3 , D_4 ein, so ergibt sich, können diese in Form von Leuchtdioden zur Funktionskontrolle herangezogen werden.

Hilozo 1 Blatt Zeichnungen

X